

(19)日本国特許庁 (J P)

(12) 公開特許公報 (A)

(11)特許出願公開番号

特開2003-93390

(P2003-93390A)

(43)公開日 平成15年4月2日(2003.4.2)

(51)Int.Cl. ⁷	識別記号	F I	テ-マ-コ-ト*(参考)
A 6 1 B 10/00		A 6 1 B 10/00	E 2 G 0 5 9
5/055		G 0 1 N 21/35	Z 4 C 0 3 8
5/145		A 6 1 B 5/05	3 9 0 4 C 0 9 6
G 0 1 N 21/35		G 0 1 N 24/08	5 1 0 Y
G 0 1 R 33/48		A 6 1 B 5/14	3 1 0
審査請求 有 請求項の数7 OL (全 6 頁)			

(21)出願番号 特願2001-297839(P2001-297839)

(22)出願日 平成13年9月27日(2001.9.27)

特許法第30条第1項適用申請有り 平成13年3月1日
日本生理学会発行の「第78回日本生理学会大会予稿集」
に発表

(71)出願人 301022471

独立行政法人通信総合研究所
東京都小金井市貫井北町4-2-1

(72)発明者 精山 明敏

東京都小金井市貫井北町4-2-1 独立
行政法人通信総合研究所内

(74)代理人 100090893

弁理士 渡邊 敏

Fターム(参考) 2G059 AA01 BB12 BB14 CC16 EE01
HH01 HH06 JJ01 MM01 MM10
PP04

4C038 KK00 KL05 KL07 KX02

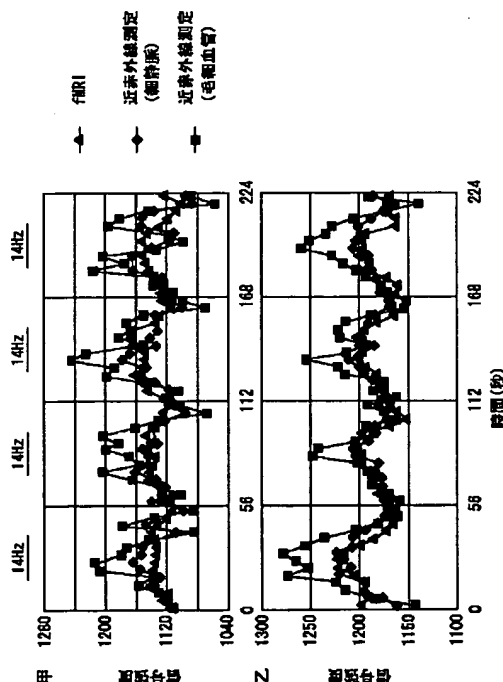
4C096 AA18 AB50 ACD1

(54)【発明の名称】 近赤外分光法による生体情報測定装置

(57)【要約】 (修正有)

【課題】MRIで得られた信号と近赤外線を用いた機能解析から、fMRI信号($\Delta S/S_{rest}$)を求めること、並びに、当該信号が細静脈や毛細血管等の如何なる部位の信号かを判断する可能な測定装置等を提供する。

【解決手段】MRI及び近赤外線を用いた脳機能計測装置に付属するコンピュータの演算部で、 $\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2 * rest) \cdot \{2 \Delta Y / 1(1 - Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHb_{rest}]\}$ の計算を実行させることによりMRI及び近赤外線で得られた信号値からfMRI信号($\Delta S/S_{rest}$)の信号を自動的に算出することができる。また、上記の演算部を用いて近赤外線で得られた信号値から算出したfMRI信号($\Delta S/S_{rest}$)及び実測のfMRI信号を表示することにより、実測のfMRI信号が細静脈等のいずれを捕捉しているか判別できる。



【特許請求の範囲】

【請求項1】近赤外線を用いた脳機能計測装置において、付属するコンピューターが少なくとも入力されたMRI測定時のエコー時間(TE)及び安静時のT2*緩和時間(T2*rest)の数値を記録部で記録する手段、前記測定装置が測定したヘモグロビン量(total-Hb)、ヘモグロビン変化量(ΔHb)、血液酸素化率の変化分(ΔY)のいずれかを記録部で少なくとも記録する手段、これらの数値を以下の数式に演算部で代入し計算する手段、

$$\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2^*rest) \cdot \{2\Delta Y/1(1-Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$$

該計算結果よりfMRI信号であるΔS/S_{rest}(安静時のfMRI信号強度に対する安静時からの変化分の比)を算出できる手段を有することを特徴とする脳機能計測装置。

【請求項2】コンピューターに、入力されたMRI測定時のエコー時間(TE)及び安静時のT2*緩和時間(T2*rest)の数値を記録部で記録する手段、前記測定装置が測定したヘモグロビン量(total-Hb)、ヘモグロビン変化量(ΔHb)、血液酸素化率の変化分(ΔY)のいずれかを少なくとも記録部で記録する手段、これらの数値を以下の数式に演算部で代入し計算する手段を有し、

$$\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2^*rest) \cdot \{2\Delta Y/1(1-Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$$

該計算結果よりfMRI信号であるΔS/S_{rest}(安静時のfMRI信号強度に対する安静時からの変化分の比)を算出させるコンピューターソフトウェア。

【請求項3】コンピューターに、入力されたMRI測定時のエコー時間(TE)及び安静時の横緩和時間(T2*rest)の数値を記録部で記録する手段、前記測定装置が測定したヘモグロビン量(total-Hb)、ヘモグロビン変化量(ΔHb)、血液酸素化率の変化分(ΔY)、fMRI信号(ΔS/S_{rest})のいずれかを少なくとも記録部で記録する手段、これらの数値を以下の数式、

$$\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2^*rest) \cdot \{2\Delta Y/1(1-Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$$

若しくは、 $\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2^*rest) \cdot \{\Delta Y/1(1-Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$ 該に演算部で代入し計算させる手段を有することを特徴とするコンピューターソフトウェア。

【請求項4】前記数式を、

$$\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2^*rest) \cdot \{\Delta Y/1(1-Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$$

とする請求項1に記載の脳機能計測装置。

【請求項5】前記数式を、

$$\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2^*rest) \cdot \{\Delta Y/1(1-Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$$

とする請求項2に記載のコンピューターソフトウェア。

【請求項6】fMRI及び近赤外線を用いて並行して脳機能の測定において、該fMRIによる信号強度を経時的に表示する手段、該近赤外線による細静脈でのヘモグロビ

ンの変化を表示する手段、該近赤外線による毛細静脈血管でのヘモグロビンの変化を表示する手段とを有することを特徴とした脳機能計測装置。

【請求項7】脳機能測定において、チェッカーボードの反転による視覚刺激を与えて、少なくともfMRI(ΔS/S_{rest})信号、酸素化ヘモグロビン、脱酸素化ヘモグロビン及びヘモグロビン容量のいずれかを測定する方法。

【発明の詳細な説明】

【0001】

【発明の属する技術分野】本発明は磁気共鳴撮影(以下、MRI)装置を用いた脳機能計測(以下、fMRI(functional MRI))及び、近赤外線等の光を用いた脳機能計測システムに関する。

【0002】

【従来の技術】ヒト生体機能の非侵襲計測には、生体の電気的活動を計測する方法(MEG, EEG)と血行動態を計測する方法(fMRI, NIRS)がある。fMRIの目的は、高い空間分解能を有する特徴を持ち、活性化領域を抽出して脳の機能分布を把握すること、及び活性化領域での信号変化率を観察することである。この信号変化率の測定から、特定の刺激に対する脳機能の解明等の研究目的や脳疾患の診断等の医療機器として使用することができる。特に、脳機能計測においては活動部位の同定の常用手段として使用されている。

【0003】fMRIでの信号変化の原理は、循環血液中の酸素化ヘモグロビンと脱酸素ヘモグロビンの磁性の変化により、生体中の自由水の可動プロトンの緩和時間(T2)の変化することを利用している。例えば、ヘモグロビンの鉄原子に酸素が結合すると、酸素化ヘモグロビン(動脈血に相当する)となり磁性が消失し、生体中の自由水の可動プロトンの緩和時間(T2)が大きくなる。fMRIで計測されるパラメーター(ΔS/S)は、このT2*の変化を反映している。MRIで横緩和とよばれるT2緩和は、横磁化成分が減衰していく過程を示す時定数であり、理想的な均一磁場で得られる信号を意味する。しかし実際は磁場の不均一性があるために信号はT2よりも速く減衰するため、この実際の信号をT2*(ティーツースター)とあらわしてT2とは区別している。fMRIはT2*の信号変化を捉えるものである。

【0004】仮に、視覚や音響等などにより脳を刺激すると、大脳皮質の神経細胞が興奮し、酸素を消費する。これにより、局所的に脱酸素ヘモグロビン量が増加する。次いで、活性化領域では酸素消費量が増加しているので、動脈血の血液量が増加する。すなわち、活性化領域中では、酸化ヘモグロビンの増加による磁気的性質の変化と血液量の変化とが同時に発生し、これらはfMRIの信号に影響する。このように、T2は血流・血液量・血液の酸素化状態のパラメーターが相互に依存し合った結果としての得られるものであり、fMRIの解釈が

複雑となり、混乱を生じていた。しかし、本来要求されている生理的情報は、これらの要因をそれぞれ分離した血流・血液量・血液の酸素化状態のパラメーターであるが、fMRIのみではその分離が不可能である。

【0005】このような事項に対して、従来は、計算モデルに必要な血液量や血液の酸素化状態は実測値ではなく、文献値をもとにある仮定値を代入し定性的な推移を予想していた。従って、このようなfMRIの信号推定モデルが提唱されているのみで、情報源が細動脈領域又は、毛細血管領域であるかを同定したり、また、fMRIの信号変化から、血流、血液量、血液の酸素化状態のパラメーターを分離して評価することができなかった。

【0006】一方で、近赤外光を用いた脳機能計測(近赤外分光法(NIRS))では、脳組織の光吸収特性の変化がもたらす情報を得ることができる。近赤外線は、赤外線(約700~3000nm)の中でも、可視光領域(約400~700nm)最も近い波長領域のことを指す。波長800nm前後の近赤外線は高い生体透過性を持ち、近赤外領域の光(700~1500nm)は高い生体透過性を持ち、頭皮上から投光した光は脳組織を通過し、生体組織が反射体となり頭皮上からの受光が可能である。近赤外分光法は、この領域において血液中のヘモグロビンが特徴的な吸収バンドを持つことを利用して、生体組織中の血液の酸素化Hb(Oxy-Hb)、脱酸素化Hb(deoxy-Hb)及び総Hb(total-Hb)の変化を連続的に検出できる特徴を有する。また、局所脳血液量(rCBV)の変化を捉える計測法として確立されている。

【0007】

【発明が解決しようとする課題】そこで、本発明では、MRIで得られた信号と近赤外光を用いた機能解析から、fMRI信号である $\Delta S/S_{rest}$ を求めること、並びに、当該信号が細静脈や毛細血管等の如何なる部位の信号かを判断する手段を提供する。

【0008】

【課題を解決するための手段】上記の課題を解決するために、近赤外光を用いた脳機能計測装置において、付属するコンピューターが少なくとも入力されたMRI測定時のエコー時間(TE)及び安静時のT2*緩和時間(T2*rest)の数値を記録部で記録する手段、前記測定装置が測定したヘモグロビン量(total-Hb)、ヘモグロビン変化量(ΔHb)、血液酸素化率の変化分(ΔY)のいずれかを記録部で少なくとも記録する手段、これらの数値を以下の数式に演算部で代入し計算する手段、 $\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2*rest) \cdot \{2\Delta Y / 1(1 - Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$ 該計算結果よりfMRI信号である $\Delta S/S_{rest}$ (安静時のfMRI信号強度に対する安静時からの変化分の比)を算出できる手段を有することを特徴とする脳機能計測装置、及びコンピューターに、入力されたMRI測定時のエコー時間(TE)及び安静時の横緩和時間(T2*rest)の数値を記録部で記録する手段、

記測定装置が測定したヘモグロビン量(total-Hb)、ヘモグロビン変化量(ΔHb)、血液酸素化率の変化分(ΔY)のいずれかを少なくとも記録部で記録する手段、これらの数値を以下の数式に演算部で代入し計算する手段を有し、 $\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2*rest) \cdot \{2\Delta Y / 1(1 - Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$ 該計算結果よりfMRI信号である $\Delta S/S_{rest}$ (安静時のfMRI信号強度に対する安静時からの変化分の比)を算出させるコンピューターソフトウェアを提供するものである。本装置又はコンピューターソフトウェアにより、MRIの構造画像及び近赤外光を用いた計測法から、従来はfMRIでしか得られないfMRI信号($\Delta S/S_{rest}$)を自動的に算出することができる。ここで、 Δ はデルタ(差分)を意味し、以下にも同じである

【0009】ここで、前記「rest」の表示は「休止状態(安静時)の」の意であり、[totalHbrest]は「休止状態の全ヘモグロビン量」を意味する。また、「Yrest」は休止時のヘモグロビンの酸素化率をいう。また、前記式はfMRI信号が毛細血管を反映している時に使用され、又は当該式に当てはまる時は毛細血管を反映している。一方、以下の式、

$$\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2*rest) \cdot \{2\Delta Y / 1(1 - Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$$

は、fMRI信号が細静脈を反映している時に使用され、又は当該式に当てはまる時は細静脈を反映している。これらの意味・定義は以下で同じである。

【0010】また、コンピューターに、入力されたMRI測定時のエコー時間(TE)及び安静時のT2*緩和時間(T2*rest)の数値を記録部で記録する手段、前記測定装置が測定したヘモグロビン量(total-Hb)、ヘモグロビン変化量(ΔHb)、血液酸素化率の変化分(ΔY)、fMRI信号($\Delta S/S_{rest}$)のいずれかを少なくとも記録部で記録する手段、演算部でこれらの数値を以下の数式、 $\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2*rest) \cdot \{2\Delta Y / 1(1 - Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$

若しくは、 $\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2*rest) \cdot \{\Delta Y / 1(1 - Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$ に代入し計算させる手段を有することを特徴とするコンピューターソフトウェアを提供する。このソフトウェアにより、得られたfMRI信号が如何なる成分であるかを定めることができる。すなわち、fMRI信号はヘモグロビン量、酸化ヘモグロビン量等が反映され、また、細静脈若しくは毛細血管のいずれかの部位を反映するか定めることができる。

【0011】また、前記数式を、

$$\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot T2*rest) \cdot \{\Delta Y / 1(1 - Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHbrest]\}$$

とする脳機能計測装置又はコンピューターソフトウェアとしてもよい。この数式では、特定の刺激に対して脳の毛細血管のヘモグロビンが変化する場合に用いることが

できる。

【0012】さらに、fMRI及び近赤外線を用いて並行して脳機能の測定において、該fMRIによる信号強度を経時的に表示する手段、該近赤外線による細静脈でのヘモグロビンの変化を表示する手段、該近赤外線による毛細静脈血管でのヘモグロビンの変化を表示する手段とを有することを特徴とした脳機能計測装置を提供する。この装置の表示により、fMRI信号と近赤外線で得られた信号を同画面で表示等することにより、fMRI信号が近赤外線で得られた信号のいずれに帰属するか判断することができる。上記の細静脈若しくは毛細静脈血管でのヘモグロビンの変化は上記式により算出させて行う。加えて、脳機能測定において、チェッカーボードの反転による視覚刺激与えて、少なくとも酸素化ヘモグロビン、脱酸素ヘモグロビン及びヘモグロビン容量のいずれかを測定する方法を提供し、測定し易い条件での検査が可能となる。ここで、チェッカーボードの反転による視覚刺激は0.5Hz又は14Hzの視覚刺激とすることで、fMRI及び近赤外線での測定脳後頭部の生体情報の変化が大きくなり、測定に適している。

【0013】

【発明の実施の形態】本発明では、fMRIの信号変化が脳循環・代謝の変化に伴うヘモグロビン(Hb)の磁性変化を反映しているのに対して、近赤外光を用いた脳機能計測(近赤外分光法(NIRS))では、脳組織の光散乱特性の変化がもたらす情報を得ることができる。近赤外線は、赤外線(約700~3000nm)の中でも、可視光領域(約400~700nm)最も近い波長領域のことを指す。波長800nm前後の近赤外線は高い生体透過性を持ち、頭皮上から投光した近赤外線は脳組織を通過し、さらに頭皮上からの受光が可能である。近赤外分光法は、この領域において血液中のヘモグロビンが特徴的な吸収バンドを持つことを利用して、生体組織中の血液の酸素化Hb(Ox*

$$\begin{pmatrix} \Delta oxyHb \\ \Delta deoxyHb \\ \Delta totalHb \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} -1.235 & 0.627 & 1.269 \\ 1.516 & -0.249 & -0.822 \\ 0.281 & 0.378 & 0.446 \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \Delta Abs_{776} \\ \Delta Abs_{804} \\ \Delta Abs_{828} \end{pmatrix}$$

この測定方法・計算方法により $\Delta oxyHb$ (酸素化ヘモグロビン変化量)、 $\Delta deoxyHb$ (脱酸素化ヘモグロビン変化量)、 $\Delta totalHb$ (全ヘモグロビン変化量)を算出することができる。

【0016】一方、fMRIによる脳活動の計測と解析については、①装置は、Siemens VISION(Germany)、1.5T System、②撮像法は、GER-EPI法、③撮像パラメーターは、TR 3.9sec、TE 55.24msec、FA90degree、④スライスは、Axialスライス 32(厚さmm/1枚、間隔 0mm)、⑤ピクセルサイズ 4mm×4mm×4mm(Fov256mm×256mm Matrix64×64)である。解析は、⑥Motion CorrectionはAIR 3.0、⑦AVS/Express、⑧構造画像と機能画像の重ね合わせは、Analyze PC2.5(Mayo Fundation)及びSPM99 ※50

*y-Hb)、脱酸素化Hb(deoxy-Hb)及び総Hb(total-Hb)の変化を連続的に検出できる特徴を有する。また、局所脳血液量(rCBV)の変化を扱える計測法として確立されている。そこで、本発明ではfMRIの測定と並行して、NIRSの測定を行い、赤外分光法によるfMRIの信号変化を帰属する方法及び装置を提供するものである。

【0014】

【実施例】実験条件として、ヒト視覚野賦活時におけるfMRIにより得られた血行動態の変化を、本発明の方法により、NIRSにより得られる結果で補足できることを、実施例として示した。被験者は健康成人男性を6名(24歳~43歳)を対象にfMRIの測定と平行して、NIRSの測定を行う。視覚刺激はコンピューターのモニター上に写し出されるチェッカーボード(刺激周波数:0.5,1.4,4.7及び14Hzで点滅させる)を用いた。実験では4種類の刺激周波数を擬似ランダムに計16回提示した(測定時間は約16分間)(図1)。図1の上段には、視覚刺激の休止状態と刺激状態のモニター表示を示したものである。図1の下段には、実験の条件を示したものであり、ランダムに視覚刺激の強度が変化していることが示される。また、視覚刺激のヘルツ(Hz)は、チェッカーボードの反転の速さから定めたものである。

【0015】赤外分光法による脳機能測定は、CW型近赤外分光装置を用いた。測定部位は、視覚野を含む後頭部(7cm×7cmの領域)を近赤外マッピング装置(OPTI M-A、柳田結集型特別グループ、通信総合研究所、1999)を用いて、ヘモグロビンパラメーターの測定を行った。測定チャンネルは、4×4の16チャンネルであり(図2)、測定波長は、776nm、804nm、828nmと400msの間隔で順次測定した。ヘモグロビンパラメーターは、以下の式で表せるModified Beer-Lambert法により算出した。

【式1】

※を使用した。

【0017】測定は、MRI装置の被験者の頭部を乗せる部分に、近赤外分光法で測定することができるように近赤外マッピング装置のプロープを置いた。ここで、本発明による方法は、fMRIの測定と同時でもよく、また、同条件下でfMRIの測定の前後でNIRSの測定を行ってもよい。NIRSの測定は、CW型近赤外分光装置、時間分解型近赤外分光装置、又は周波数領域を使った強度変調型を用いることが挙げられる。

【0018】測定結果は、NIRSの測定とfMRIの測定で、上述の条件による実験では、活動部位の検出については両測定とも、同じ領域が活動されていることが示された。次に、NIRSの測定では、視覚刺激に伴う後頭部へ

モグロビンの変化は、表1に示したように、0.5Hz及び1.4Hzの刺激でそのヘモグロビン量（酸素化Hb）が大き

【0019】一方、fMRIの測定では、図5に示すように1.4Hz及び4.7Hzで大きな信号強度が見られた。グラフ横軸は時間（秒）を表し、縦軸は当該活動部位の信号強度を表している。Correlation Coefficient（相関係数）はボックスカーフィッティングで、信号変化がタスク負荷にどれだけマッチしているのか相関を出したものであり、rが0.75以上であれば、相関が有ると示される。

【0020】また、図4では、請求項6に記載の発明のようにfMRI信号と近赤外線を用いた測定（NIRS）の結果を同画面で表示したものである。ヘモグロビンパラメータの測定は上述のように、776nm、804nm、828nmと400msの間隔で順次測定した。ヘモグロビンパラメータは、前記のModified Beer-Lambert法により算出した。上記式である

$\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot R_2 \cdot rest) \cdot \{2\Delta Y/1(1 - Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHb_{rest}]\}$ （第1式） 20

若しくは、
 $\Delta S/S_{rest} = (TE \cdot R_2 \cdot rest) \cdot \{\Delta Y/1(1 - Y_{rest}) - \Delta [totalHb] / [totalHb_{rest}]\}$

（第2式）に、これらヘモグロビンパラメータ等を代入して計算した。絶対値のヘモグロビン量は、時間分解

型近赤外分光装置を用いることが適している。第1式は、細静脈での信号が反映される場合、第2式は、毛細血管での信号が反映される場合である。図4のfMRI信号はそのままのデータを表示し、細静脈と毛細血管の信号は、個々のヘモグロビンパラメータを上記式に従って代入して算出されたグラフである。結果は2人の実験で同様の結果が得られ、本実施例では、fMRI信号は細静脈の信号が反映されていること、近赤外線の測定からfMRI信号を算出できたことが示された。

【0021】

【発明の効果】本発明により、MRIの構造画像のデータ及び近赤外線の測定結果より、fMRIの測定でしか得られないfMRI信号強度（ $\Delta S/S_{rest}$ ）を算出することができる。また、fMRI信号強度（ $\Delta S/S_{rest}$ ）及び近赤外線の測定結果より、その信号の帰属部位が細静脈又は毛細血管であるかを判断することができる。

【図面の簡単な説明】

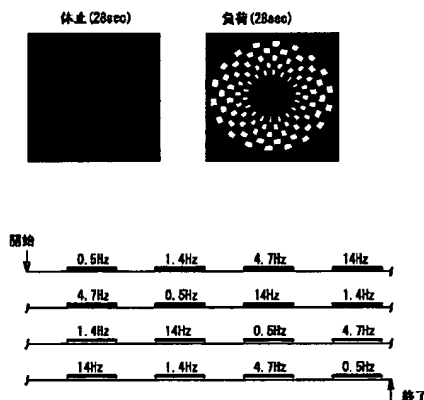
【図1】被験者に視覚刺激を与える手順を示す説明図

【図2】近赤外線を生体に照射及び受光するファイバー先端部を示す説明図

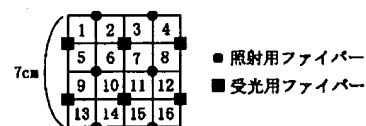
【図3】各視覚刺激におけるfMRI信号強度を示したグラフ

【図4】甲及び乙のfMRI及び近赤外線測定から算出したfMRI信号（細静脈・毛細血管）を経時的に示したグラフ

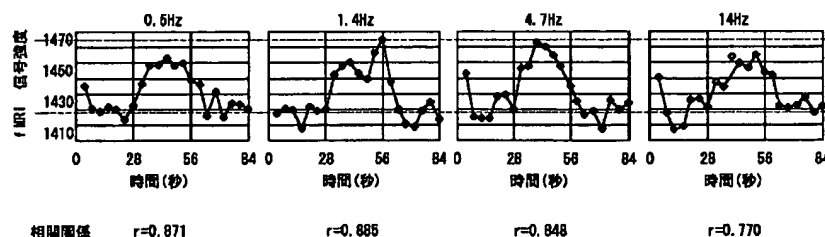
【図1】



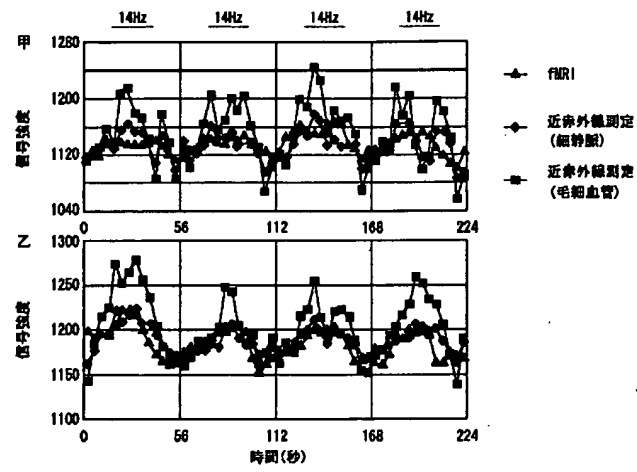
【図2】



【図3】



【図4】



DERWENT- 2003-367883

ACC-NO:

DERWENT- 200613

WEEK:

COPYRIGHT 2006 DERWENT INFORMATION LTD

TITLE: Cerebral function measuring device using near infrared spectroscopy, calculates functional MRI signal strength based on echo and relaxation times, hemoglobin amount and its variation and blood oxygenation rate

PRIORITY-DATA: 2001JP-0297839 (September 27, 2001)

PATENT-FAMILY:

PUB-NO	PUB-DATE	LANGUAGE	PAGES	MAIN-IPC
JP 3740527 B2	February 1, 2006	N/A	008	A61B 010/00
JP 2003093390 A	April 2, 2003	N/A	006	A61B 010/00

**INT-CL A61B005/055, A61B005/145 , A61B010/00 , G01N021/35 ,
(IPC): G01R033/48**

ABSTRACTED-PUB-NO: JP2003093390A

BASIC-ABSTRACT:

NOVELTY - A recording unit records the input numerical value of MRI measurement echo time obtained using near infrared spectroscopy relaxation time during rest, along with the total hemoglobin amount, hemoglobin variation and changed blood oxygenation rate of a patient. An arithmetic unit calculates the functional MRI signal strength with request to rest time, based on the recorded data, using preset relationship.

USE - For measuring cerebral function of human being, using near infrared (NIR) spectroscopy, for medical applications such as for diagnosing brain illness.

ADVANTAGE - Enables calculating the functional MRI (fMRI) signal strength effectively, using NIR spectroscopy, thereby judging whether the imputed cerebral region is venule or capillary.

DESCRIPTION OF DRAWING(S) - The figure shows the graph explaining the calculated fMRI signal with respect to time. (Drawing includes non-English language text).

CHOSEN-DRAWING: Dwg.4/4